

**19 JP11-113839**

F37

Publication Number	Date filed	Status	Title	Inventors	Translation
JP11-113839	10/14/97	Applic.	Endoscope Device	Ozawa* Hirao* Kaneko* Uesugi Ueno* Michiguchi Kawachi Imaizumi Furumoto Hirata Tomioka Takehana*	Machine

**19.1 DESCRIPTION**

Describes a fluorescence endoscope system with a single ICCD and a CCD to detect fluorescence in multiple wavelength bands and white light. The novel feature is the means of changing image from one sensor to another using a moving prism. Another embodiment utilizes a liquid crystal emission filter. Utilizes RGB excitation light.

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

**MACHINE-ASSISTED TRANSLATION (MAT):**

<b>(19)【発行国】</b> 日本国特許庁 ( J P )	<b>(19)[ISSUING COUNTRY]</b> Japanese Patent Office (JP)
<b>(12)【公報種別】</b> 公開特許公報 ( A )	<b>(12)[PUBLICATION TYPE]</b> Laid-open (kokai) patent application number (A)
<b>(11)【公開番号】</b> 特開平 1 1 - 1 1 3 8 3 9	<b>(11)[UNEXAMINED PATENT NUMBER]</b> Unexamined Japanese patent No. 11-113839
<b>(43)【公開日】</b> 平成 1 1 年 ( 1 9 9 9 ) 4 月 2 7 日	<b>(43)[DATE OF FIRST PUBLICATION]</b> April 27th, Heisei 11 (1999)
<b>(54)【発明の名称】</b> 内視鏡装置	<b>(54)[TITLE]</b> Endoscope apparatus
<b>(51)【国際特許分類第 6 版】</b> A61B 1/06 1/00 300	<b>(51)[IPC]</b> A61B 1/06 1/00 300
<b>【 F I 】</b> A61B 1/06 A 1/00 300 D	<b>【FI】</b> A61B 1/06 A 1/00 300 D
<b>【審査請求】</b> 未請求	<b>[EXAMINATION REQUEST]</b> UNREQUESTED
<b>【請求項の数】</b> 1	<b>[NUMBER OF CLAIMS]</b> 1
<b>【出願形態】</b> O L	<b>[Application form]</b> OL
<b>【全頁数】</b> 8	<b>[NUMBER OF PAGES]</b> 8

## (21) 【出願番号】

特願平 9 - 2 8 0 7 5 5

## (21)[APPLICATION NUMBER]

Unexamined Japanese patent 9-280755

## (22) 【出願日】

平成 9 年 ( 1 9 9 7 ) 1 0 月 1  
4 日

## (22)[DATE OF FILING]

October 14th, Heisei 9 (1997)

## (71) 【出願人】

## (71)[PATENTEE/ASSIGNEE]

## 【識別番号】

0 0 0 0 0 0 3 7 6

## [PATENTEE/ASSIGNEE CODE]

000000376

## 【氏名又は名称】

オリンパス光学工業株式会社

Olympus Optical K.K.

## 【住所又は居所】

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3  
番 2 号

## [ADDRESS]

## (72) 【発明者】

## (72)[INVENTOR]

## 【氏名】 小澤 剛志

Ozawa, Takeshi

## 【住所又は居所】

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3  
番 2 号 オリンパス光学工業株  
式会社内

## [ADDRESS]

## (72) 【発明者】

## (72)[INVENTOR]

## 【氏名】 平尾 勇実

Hirao, Masami

## 【住所又は居所】

## [ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3  
番 2 号 オリンパス光学工業株  
式会社内

(72) 【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 金子 守

Kaneko, Mamoru

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3  
番 2 号 オリンパス光学工業株  
式会社内

(72) 【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 上杉 武文

Uesugi, Takefumi

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3  
番 2 号 オリンパス光学工業株  
式会社内

(72) 【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 上野 仁士

Ueno, Hitoshi

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3  
番 2 号 オリンパス光学工業株  
式会社内

(72) 【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 道口 信行

Michiguchi, Nobuyuki

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3  
番 2 号 オリンパス光学工業株  
式会社内

(72) 【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 河内 昌宏

Kawachi, Masahiro

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3  
番 2 号 オリンパス光学工業株  
式会社内

(72) 【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 今泉 克一

Imaizumi, Koichi

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3  
番 2 号 オリンパス光学工業株  
式会社内

(72) 【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 古源 安一

Furuhara, Yasuichi

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3  
番 2 号 オリンパス光学工業株

式会社内

(72)【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 平田 唯史

Hirata, Tadashi

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3  
番 2 号 オリンパス光学工業株  
式会社内

(72)【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 富岡 誠

Tomioka, Makoto

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3  
番 2 号 オリンパス光学工業株  
式会社内

(72)【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 竹端 栄

Takebata, Sakae

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3  
番 2 号 オリンパス光学工業株  
式会社内

(57)【要約】

(57)[SUMMARY]

【課題】

[SUBJECT]

通常観察と蛍光観察可能な内視鏡において、各観察画像の視野が相違したり、観察画像が互いに鏡映関係になったりする。

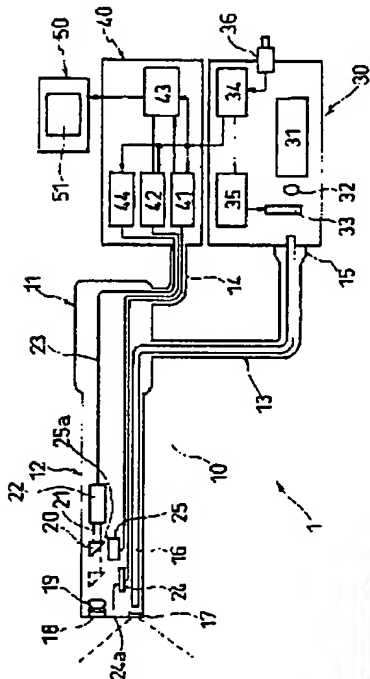
In an endoscope capable of normal and fluorescent observation, the visual field of each observation image is different. Moreover, the observation images are the reflected inverses of each other.

#### 【解決手段】

通常観察と蛍光観察とで対物光学系 19 を共用しプリズム 20 をアクチュエータ 22 により移動させることで、観察画像を通常観察用の固体撮像素子 24 または蛍光観察用の高感度撮像素子 25 上に選択的に結像させるようにした。

#### [SOLUTION]

By sharing the object optical system 19 for usual observation and fluorescent observation, and making prism 20 move with actuator 22, the observation image image-forms selectively on either the solid-state image recording element 24 for usual observation, or the high-sensitivity image recording element 25 for fluorescent observation.



#### 【特許請求の範囲】

#### [CLAIMS]

**【請求項 1】**

被検体の内視鏡像を結像する結像光学系と、  
この結像光学系の出射側の光軸上における複数の位置にて選択的に光路を変換する光路変換手段と、  
前記選択的に変換される各光路に対応して、前記結像光学系の結像面にそれぞれ配置される複数の撮像素子と、を有することを特徴とする内視鏡装置。

**[CLAIM 1]**

An endoscope apparatus having an image-formation optical system which image-forms the endoscope image of an examined object, and an optical-path conversion means which performs the conversion of the optical path selectively at several positions on the optical axis on the radiating side of this image-formation optical system.

Corresponding to each above-mentioned optical path by which a conversion is performed selectively, several image recording elements respectively are arranged on the image-formation surface of the above-mentioned image-formation optical system.

**【発明の詳細な説明】****[DETAILED DESCRIPTION OF INVENTION]****【0001】****[0001]****【発明の属する技術分野】**

本発明は、被検体の内視鏡像を撮像する内視鏡装置に関し、特に波長の異なる複数の内視鏡像を撮像する内視鏡装置に関するものである。

**[TECHNICAL FIELD]**

This invention relates to the endoscope apparatus which records the endoscope image of an examined object.

Especially, it is related with the endoscope apparatus which records several endoscope images with differing wavelengths.

**【0002】****[0002]****【従来の技術】****[PRIOR ART]**

近年、内視鏡により生体からの自家蛍光や、生体へ薬物を注入し、その薬物の蛍光を2次元画像として検出し、その蛍光像から生体組織の変性や癌等の疾患状態（例えば、疾患の種類や浸潤範囲）を診断する技術がある。

**【0003】**

生体組織に光を照射するとその励起光より長い波長の蛍光が発生する。生体における蛍光物質として、例えば NADH（ニコチンアミドアデニンヌクレオチド）、FMN（フラビンモノヌクレオチド）、ピリジンヌクレオチド等がある。最近では、このような生体内因物質と、疾患との相互関係が明確になってきた。また、HpD（ヘマトポルフィリン）、Photofrin、ALA（ $\delta$ -amino levulinic acid）は、癌への集積性があり、これを生体内に注入し、前記物質の蛍光を観察することで疾患部位を診断できる。

**【0004】**

かかる診断に用いる内視鏡装置は、内視鏡に搭載または接続された撮像手段により、白色光照明下での通常観察と、紫外から

In recent years with an endoscope, by self-fluorescence from an organism, or by injecting medicine into the organism and by using the fluorescence of that medicine, it is detected, making a two-dimensional image.

There is a technique whereby the illness condition (for example, the variety and permeation extent of the illness), such as the modification of organism tissue or cancer, is diagnosed from that fluorescent image.

**[0003]**

If a light is irradiated to an organism tissue, the fluorescence of a wavelength longer than that excitation light will occur.

As the fluorescent material in the organism, for example, there are NADH (nicotinamide adenine nucleotide), FMN (flavin mononucleotide), pyridine nucleotide, etc.

Recently, the interactive relationship with illness is clear with such in-the-living-body ?factor-material?.

Moreover, HpD (hematoporphyrin) and Photofrin, ALA( $\delta$ -amino levulinic acid) have the accumulation property towards cancer.

This is injected in the living body, and an illness part can be diagnosed by observing the fluorescence of the above-mentioned substance.

**[0004]**

The endoscope apparatus used for such diagnosis is an image recording means mounted or connected to the endoscope. It is comprised so that the usual observation under

青色光照明下で生体組織から発せられる蛍光を観察する蛍光観察とを選択的に行うように構成されており、特開平 8-252218 号にその例が複数記載されている。

the illumination of white light and a fluorescent observation which observes the fluorescence emitted from an organism tissue under the illumination of an ultraviolet blue glow may be performed selectively.

Multiple mention of that example is included in unexamined Japanese patent No. 8-252218.

#### 【0005】

第 1 のものは、内視鏡の先端部に通常観察用及び蛍光観察用の 2 種類の結像光学系を並設するとともに、これら結像光学系からの像を電気信号に変換する 2 種類の固体撮像素子を内視鏡の先端部または操作部に設け、光源装置から時分割で送られる白色光と励起光による照明下で、それぞれの固体撮像素子から出力される撮像信号を照明光のタイミング制御に合わせて選択して処理及び表示する構成を有する。

#### [0005]

First, while lining up in parallel two kinds of image-formation optical systems, the usual object for an observation, and fluorescent object for an observation, at the end of the endoscope, 2 kinds of solid-state image recording elements which convert the image from these image-formation optical systems to an electrical signal are provided at the end of or on the operating part of the endoscope.

Under the illumination by white light and the excitation light which are sent by the time division, the image recording signal output from each solid-state image recording element is joined and chosen from a light source device as the timing control of the illumination light, and it has the components for this processing and display.

#### 【0006】

第 2 のものは、内視鏡の先端部に通常観察及び蛍光観察に共用する対物光学系と、この対物光学系から出射される通常観察像と蛍光観察像とをその波長で 2 方向へ分離するビームスプリッタとを設け、ビームスプリッタにて分離された通常観察像と蛍

#### [0006]

2nd, the object optical system shared at the end of the endoscope for usual observation and fluorescent observation, and the beam splitter which isolates the usual observation image radiated from this object optical system, and the fluorescent observation image, in the 2 directions at that wavelength are provided.

At the end of, or in the operating part of an

光観察像をそれぞれ撮像する固体撮像素子を内視鏡の先端部または操作部に備える。

endoscope is equipped with the solid-state image recording element which respectively records the usual observation image and the fluorescent observation image which were isolated by the beam splitter.

【 0 0 0 7 】

[0007]

【発明が解決しようとする課題】

上述の第1の内視鏡装置は、通常観察用対物光学系と蛍光観察用対物光学系とが内視鏡先端部に並設されているので、通常観察時と蛍光観察時とでは視野が異なる。このため、通常観察像と蛍光観察像を切り換えるとモニタ上に表示される画像の視野がずれてしまい、操作者を混乱させてしまうという問題がある。

[PROBLEM ADDRESSED]

Because the usual object optical system for an observation and the object optical system for a fluorescent observation are situated in parallel at the endoscope end, as for the above-mentioned first endoscope apparatus, the visual field is different at the time of a usual observation and a fluorescent observation.

For this reason, if a usual observation image and a fluorescent observation image are switched, the visual field of the image displayed on a monitor will deviate, and there is a problem of confusing the operator.

【 0 0 0 8 】

また、第2の内視鏡装置は、ビームスプリッタの反射作用により通常観察像と蛍光観察像とが鏡映関係となり、一方の像を反転させるために特別な信号処理を行う必要が生じる。

[0008]

Moreover, as for the 2nd endoscope apparatus, a usual observation image and a fluorescent observation image are the reflected inverse of each other by reflecting effect of the beam splitter, and in order to perform the inversion of one image, a special signal processing will need be performed.

【 0 0 0 9 】

[0009]

【課題を解決するための手段】

[SOLUTION OF THE INVENTION]

本発明は上記課題を解決するためになされたものであり、本発明に係る内視鏡装置は、被検体の内視鏡像を結像する結像光学系と、この結像光学系の出射側の光軸上における複数の位置にて選択的に光路を変換する光路変換手段と、前記選択的に変換される各光路に対応して、前記結像光学系の結像面にそれぞれ配置される複数の撮像素子とを有することを特徴とするものである。

**【0010】**

この発明に係る内視鏡装置によれば、被検体の内視鏡像は結像光学系を通過後、光軸上の所定の位置にてその光路を変換され対応する撮像素子の上に結像する。

**【0011】****【発明の実施の形態】**

以下、この発明の第1の実施の形態を図1を参照しながら説明する。図1は内視鏡装置全体の構成を示す構成図である。

This invention is formed in order to solve the above-mentioned problem.

The endoscope apparatus based on this invention corresponds to optical-path conversion means which performs the conversion of the optical path selectively at several positions on the optical axis on the radiating side of the image-formation optical system which image-forms the endoscope image of the examined object, and this image-formation optical system, and each above-mentioned optical path by which a conversion is performed selectively.

It has several image recording elements respectively arranged on the image-formation surface of the above-mentioned image-formation optical system.

It is characterized by the above-mentioned.

**[0010]**

According to the endoscope apparatus based on this invention, the endoscope image of an examined object is, after passing the image-formation optical system, the conversion of that optical path is performed at the position on the optical axis, and it image-forms on the corresponding image recording element.

**[0011]****[Embodiment]**

Hereafter, the first embodiment of this invention is explained, referring Fig. 1.

Fig. 1 is a block diagram showing the component of the entire endoscope apparatus.

## 【0012】

図1に示すように、内視鏡装置1は、内視鏡本体10と、内視鏡本体10に照明光を供給する光源装置30と、内視鏡本体10により得られた撮像信号を画像化する信号処理装置40と、内視鏡画像を表示するモニタ装置50とから構成される。

## [0012]

As shown in Fig. 1, the endoscope apparatus 1 consists of the endoscope main body 10, the light source device 30 which supplies an illumination light to the endoscope main body 10, the signal-processing apparatus 40 which image-ises the image recording signal obtained with the endoscope main body 10, and the monitor apparatus 50 which displays the endoscope image.

## 【0013】

内視鏡本体10は、挿入操作、処置操作及び一部の信号処理の指示を行うための操作部11、体腔内に挿入される細長の挿入部12、光源装置30からの照明光を内視鏡本体10へ導入するライトガイドケーブル部13、及び内視鏡本体10からの撮像信号を信号処理装置40へ伝送する信号ケーブル部14とからなる。

## [0013]

The endoscope main body 10 consists of the operating part 11 for performing the indication of insertion operation, treatment operation, and partial signal processing, the long and slender insertion part 12 inserted intra-corporeal, the light-guide cable part 13 which introduces the illumination light from a light source device 30 to the endoscope main body 10, and the signal-cable part 14 which transmits the image recording signal from the endoscope main body 10 to the signal-processing apparatus 40.

## 【0014】

ライトガイドケーブル部13の光源装置30側には、両者を接続するためのライトガイドコネクタ15が設けられている。ライトガイドコネクタ15からライトガイドケーブル部13、操作部11及び挿入部12の内部を経由して、挿入部12の先端にわたってライトガイドファイバ16が内蔵されている。ライ

## [0014]

The light-guide connector 15 for connecting both is provided on the light-source-device 30 side of the light-guide cable part 13.

It goes via the inside of the light-guide cable part 13, the operating part 11, and the insertion part 12 from the light-guide connector 15.

Light-guide fibre 16 is built within all of the end of insertion part 12.

Opposing the end side of light-guide fibre 16, the illumination window 17 is provided on the

トガイドファイバ 16 の先端側  
に対向して、挿入部 12 の先端  
側に照明窓 17 が設けられてい  
る。

**【0015】**

挿入部 12 の先端には、観察窓  
18 が配され、その後ろ側に被  
検体の内視鏡像を結像する結像  
光学系 19 が設けられている。

**【0016】**

結像光学系 19 の出射側の光軸  
上には光路を 90° 変換するプ  
リズム 20 が設けられている。  
プリズム 20 は支持台 21 を介  
してリニアアクチュエータ 22  
に固定される。リニアアクチ  
ュエータ 22 は、結像光学系 19  
の光軸に沿ってプリズム 20 を  
移動させることができ、実線及  
び破線で図示した 2 つの位置に  
プリズム 20 を安定にポジショ  
ニングする。このようなリニア  
アクチュエータ 22 は、圧電素  
子で駆動する圧電アクチュエー  
タ（特に好適には、インチウォ  
ーム機構を備えたもの、あるい  
は超音波モータ機構によるも  
の）や、静電力を利用する静電  
アクチュエータが適している。  
リニアアクチュエータ 22 から  
はその駆動を制御するための電  
線 23 が信号処理装置 40 に延  
設されている。

end of insertion part 12.

**[0015]**

The observation port 18 is distributed at the end  
of insertion part 12.

The image-formation optical system 19 which  
image-forms the endoscope image of the  
examined object is provided on that back side.

**[0016]**

On the optical axis on the radiating side of the  
image-formation optical system 19, the prism  
20 which performs 90 degrees conversion of  
the optical path is provided.

Prism 20 is fixed to the linear actuator 22 via  
support stand 21.

Linear actuator 22 can make prism 20 move  
along the optical axis of image-formation optical  
system 19.

The positioning of the prism 20 is stably  
performed at the two illustrated positions with  
the continuous line and the broken line.

Such a linear actuator 22 is a piezoelectric  
actuator (especially the thing which provided  
the inch worm mechanism suitably or that  
based on an ultrasonic motor mechanism)  
driven by the piezo-electric element, or The  
electrostatic actuator using electrostatic force is  
suitable.

From the linear actuator 22, the wire 23 for  
controlling that driving is installed in the signal-  
processing apparatus 40.

## 【0017】

図の破線で示した位置にポジショニングされたプリズム20により変換された光路上における結像光学系19の結像面に、通常観察を行うための固体撮像素子24が配置されている。固体撮像素子24の受光面24aの法線は挿入部12の長手方向に対して直交する向きとされている。

## [0017]

On the image-formation surface of the image-formation optical system 19 converted with the prism 20 positioned at the position shown with the broken line of the diagram and which can be set on the optical path, the solid-state image recording element 24 for performing a usual observation is arranged.

Make the normal line of light-receiving-surface 24a of the solid-state image recording element 24 be the direction orthogonal to the longitudinal direction of insertion part 12.

## 【0018】

図の実線で示した位置にポジショニングされたプリズム20により変換された光路上における結像光学系19の結像面に、蛍光観察を行うための高感度撮像素子25が配置されている。蛍光観察像は通常観察像に比べてそのインテンシティが小さいので、高感度撮像素子25には増幅機能を有する撮像素子、例えば CMD (Charge Modulation Device) 等を用いるのが良い。また、高感度撮像素子25の受光面25aの法線は挿入部12の長手方向に対して直交する向きとされている。

## [0018]

On the image-formation surface of the image-formation optical system 19 converted with the prism 20 positioned to the position shown as the continuous line in the diagram and which can be set on the optical path, the high-sensitivity image recording element 25 for performing a fluorescent observation is arranged.

As for a fluorescent observation image, it is good to use the image recording element which has amplification function, for example, CMD (Charge Modulation Device) etc., for the high-sensitivity image recording element 25 compared with a usual observation image, because its intensity is small.

Moreover, make the normal line of light-receiving-surface 25a of the high-sensitivity image recording element 25 be the direction orthogonal to the longitudinal direction of insertion part 12.

## 【0019】

光源装置30にはキセノンランプあるいはメタルハライドランプ等の高輝度ランプ31が設けられている。高輝度ランプ31が発生した光は集光レンズ32を介してライトガイドファイバ16の端面に入射する。

## 【0020】

高輝度ランプ31とライトガイドファイバ16の端面との間には、青色帯域の光のみを透過させるバンドパスフィルタが回転板33によって出し入れ自在に設けられている。この回転板33はコントローラ34によって制御されるモータ35にて駆動される。なお、コントローラ34によるモータ35の駆動制御は、通常／蛍光観察切り換えスイッチ36からコントローラ34に入力される指示信号に基づいて行われる。また、図1では、通常／蛍光観察切り換えスイッチ36を光源装置30に設けるようにしたが、内視鏡本体10の操作部11に設けたり、あるいは独立したフットスイッチとすることもできる。これらの場合操作者が内視鏡本体10の観察操作をしながら切り換え操作も行うことができ、操作上好適である。以上の光源装置30の構成により、光路中に上記のバンドパスフィルタが挿入され

## [0019]

The high-intensity lamps 31, such as a xenon lamp or a metal halide lamp, are provided on the light source device 30.

The light which the high-intensity lamp 31 generated incidents the end face of light-guide fibre 16 via condenser lens 32.

## [0020]

Between the high-intensity lamp 31 and the end face of light-guide fibre 16, the band-pass filter which makes only the light of a blue band transmit is depositably provided with the rotation board 33.

This rotation board 33 is driven by motor 35 controlled by controller 34.

In addition, the drive control of the motor 35 by the controller 34 is performed using usual/fluorescence observation transfer switch 36 based on the indication signal input into controller 34.

Moreover, usual/fluorescence observation transfer switch 36 was provided on the light source device 30 in Fig. 1.

However, it is attached to the operating part 11 of the endoscope main body 10.

Moreover, or it can also be an independent foot switch.

While an operator observes the endoscope main body 10 in these cases, switching operation can also be performed and it is suitable for operation.

When the above-mentioned band-pass filter is inserted in the optical path by the component of the above light source device 30, only the light

ている場合は青色帯域の光のみがライトガイドファイバ16に入射し、光路中からバンドパスフィルタが待避されている場合は白色光が入射する。

**【0021】**

信号処理装置40には固体撮像素子24からの撮像信号を画像化する通常観察用信号処理部41と、高感度撮像素子25からの撮像信号を画像化する蛍光観察用信号処理部42とが内蔵されており、それぞれ固体撮像素子24及び高感度撮像素子25と電線を介して接続されている。

**【0022】**

通常観察用信号処理部41及び蛍光観察用信号処理部42が出力する画像信号は画像切り換え部43に入力される。画像切り換え部43には、通常／蛍光観察切り換えスイッチ36からの指示信号に基づいてコントローラ34が発生する通常観察と蛍光観察とのいずれかを選択する選択信号が入力されており、ここで通常観察用信号処理部41と蛍光観察用信号処理部42の画像信号が選択されて出力される。

of a blue band incidents to light-guide fibre 16.

When the band-pass filter has shunted within the optical path, white light incidents.

**[0021]**

The usual signal-processing part for an observation 41 which image-ises the image recording signal from the solid-state image recording element 24, and the fluorescent signal-processing part for an observation 42 which image-ises the image recording signal from the high-sensitivity image recording element 25 are built into signal-processing apparatus 40.

It respectively connects the solid-state image recording element 24 and the high-sensitivity image recording element 25 via a wire.

**[0022]**

The image signal from the usual signal-processing part for an observation 41 and the fluorescent signal-processing part for an observation 42 output is input into image switching part 43.

The selecting signal which chooses either of the usual observation or fluorescent observation which controller 34 generates based on the indication signal from usual/fluorescence observation transfer switch 36 is input into the image switching part 43.

The image signal of the usual signal-processing part for an observation 41 and the fluorescent signal-processing part for an observation 42 is chosen and output here.

## 【 0 0 2 3 】

通常観察用信号処理部 4 1 及び  
蛍光観察用信号処理部 4 2 は、  
それぞれ固体撮像素子 2 4 及び  
高感度撮像素子 2 5 へ駆動信号  
を供給する駆動回路 (図示せず)  
を有している。

## 【 0 0 2 4 】

さらに、信号処理装置 4 0 には、  
リニアアクチュエータ 2 2 を駆  
動する駆動制御部 4 4 が内蔵さ  
れており、上記コントローラ 3  
4 からの選択信号を受けて、プ  
リズム 2 0 を上記破線及び実線  
で示す位置にポジショニングす  
るためのプリズム駆動信号を発  
生する。

## 【 0 0 2 5 】

また、上記選択信号は通常観察  
用信号処理部 4 1 及び蛍光観察  
用信号処理部 4 2 にも接続され  
ており、選択信号の示す観察像  
の種類 (即ち、通常観察像と蛍  
光観察像) に応じて、対応する  
信号処理部及び撮像素子の駆動  
回路の信号出力動作のオン/オフ  
制御の用に供される。

## [0023]

The usual signal-processing part for an  
observation 41 and the fluorescent signal-  
processing part for an observation 42 have the  
drive circuit (not illustrated) which respectively  
supplies a drive signal to the solid-state image  
recording element 24 and the high-sensitivity  
image recording element 25.

## [0024]

Furthermore, the drive control part 44 which  
drives the linear actuator 22 is built into signal-  
processing apparatus 40.

The selecting signal from the above-  
mentioned controller 34 is received.

The prism drive signal for positioning at the  
position which shows a prism 20 as the above-  
mentioned broken line and a continuous line is  
generated.

## [0025]

Moreover, the above-mentioned selecting  
signal is connected also to the signal-  
processing part for usual observation 41, and  
the signal-processing part for fluorescent  
observation 42.

The use of the ON/OFF control of a signal  
output operation of the drive circuit of a  
corresponding signal-processing part and a  
corresponding image recording element is used  
depending on the variety (namely, usual  
observation image or fluorescent observation  
image) of observation image which the  
selecting signal indicates.

## 【0026】

画像切り換え部43から出力される画像信号はモニタ装置50に送られ、画面51上に表示される。

## [0026]

The image signal output from the image switching part 43 is sent to monitor apparatus 50, and it displays on Screen 51.

## 【0027】

次に、本実施の形態の動作を説明する。まず、コントローラ34から所定の信号を各部に送って、内視鏡装置1を通常観察モードとする。そして、白色光照明下で観察しながら挿入部12を患者の体内に挿入していく。

## [0027]

Next, an operation of this embodiment is explained.

First, the predetermined signal is sent to each part from the controller 34.

Make the endoscope apparatus 1 be the usual observation mode.

And, the insertion part 12 is inserted in the patient's body, observing under the illumination of white light.

## 【0028】

通常観察モードでは、光源装置30の上記バンドパスフィルタは光路から待避された状態にあり、高輝度ランプ31から出射される白色光がライトガイドファイバ16に入射し、挿入部12の先端に設けた照明窓17から被検体を照明する。

## [0028]

In the usual observation mode, the above-mentioned band-pass filter of light source device 30 is in the condition of having shunted the optical path.

White light radiated from the high-intensity lamp 31 incidents to light-guide fibre 16, and the examined object is illuminated from the illumination window 17 provided at the end of insertion part 12.

## 【0029】

光源装置30から白色光が出射されている状態では、光源装置30内のコントローラ34からの選択信号により、プリズム20は図の破線で示す位置にポジショニングされている。このため、被検体からの内視鏡像は観

## [0029]

In the condition that the radiation of white light is performed from the light source device 30, the positioning of the prism 20 is performed at the position shown with the broken line in the diagram by the selecting signal from the controller 34 in a light source device 30.

For this reason, the endoscope image from an

観察窓 18、結像光学系 19 及びプリズム 20 を経由して、固体撮像素子 24 上に結像する。

examined object goes via observation port 18, image-formation optical system 19, and prism 20, and it image-forms on the solid-state image recording element 24.

**【0030】**

光源装置 30 内のコントローラ 34 からの選択信号により、通常観察用信号処理部 41 及びこれに内蔵される固体撮像素子 24 の駆動回路が動作状態とされている。これにより、固体撮像素子 24 上に結像した内視鏡像は、撮像信号に変換されて通常観察用信号処理部 41 に入力され、画像信号への変換処理がなされた後、画像切り換え部 43 を介してモニタ装置 50 に送られ、通常観察画像が画面 51 上に写し出される。

**[0030]**

The drive circuit of the solid-state image recording element 24 built into usual signal-processing part for usual observation 41 is changed into condition of operation by the selecting signal from controller 34 in light source device 30.

Thereby, the conversion of the endoscope image image-formed on the solid-state image recording element 24 is performed to an image recording signal, and it is input into the usual signal-processing part for an observation 41.

After the conversion process to an image signal, it is sent to monitor apparatus 50 via image switching part 43, and a usual observation image appears on screen 51.

**【0031】**

挿入部 12 の先端が観察する目的部位に到達した後に蛍光観察を望む場合、操作者は通常／蛍光観察切り換えスイッチ 36 により内視鏡装置を蛍光観察モードとする。

**[0031]**

After reaching the objective part which the end of an insertion part 12 observes, when it desires a fluorescent observation, an operator makes an endoscope apparatus the fluorescent observation mode by usual/fluorescence observation transfer switch 36.

**【0032】**

蛍光観察モードにおいては、コントローラ 34 からの信号によりバンドパスフィルタが高輝度ランプ 31 とライトガイドファイバ 16 間の光路中に挿入さ

**[0032]**

In the fluorescent observation mode, a band-pass filter is inserted in the optical path between the high-intensity lamp 31 and light-guide fibre 16 with the signal from a controller 34.

Only the blue glow which transmitted the band-

れ、バンドパスフィルタを透過した青色光のみがライトガイドファイバ16に入射し、被検体を照明する。

**【0033】**

蛍光観察モードでは、光源装置30内のコントローラ34からの選択信号により、プリズム20は図の実線で示す位置にポジショニングされている。このため、被検体からの内視鏡像は観察窓18、結像光学系19及びプリズム20を経由して、高感度撮像素子25上に結像する。

**【0034】**

光源装置30内のコントローラ34からの選択信号により、蛍光観察用信号処理部42及びこれに内蔵される高感度撮像素子25の駆動回路が動作状態とされている。これにより、高感度撮像素子25上に結像した内視鏡像は、撮像信号に変換されて蛍光観察用処理部42に入力され、画像信号への変換処理がなされた後、画像切り換え部43を介してモニタ装置50に送られ、蛍光観察画像が画面51上に写し出される。

**【0035】**

本実施の形態に係る内視鏡装置

pass filter incidents to light-guide fibre 16, and the examined object is illuminated.

**[0033]**

In the fluorescent observation mode, the positioning of the prism 20 is performed to the position shown as the continuous line in the diagram by the selecting signal from the controller 34 in a light source device 30.

For this reason, the endoscope image from an examined object goes via observation port 18, image-formation optical system 19, and prism 20, and it image-forms on the high-sensitivity image recording element 25.

**[0034]**

The drive circuit of the high-sensitivity image recording element 25 built into fluorescent signal-processing part for fluorescent observation 42 is changed into condition of operation by the selecting signal from the controller 34 in light source device 30.

Thereby, the conversion of the endoscope image image-formed on the high-sensitivity image recording element 25 is performed to an image recording signal, and it is input into the fluorescent observation processing part 42.

After conversion process to an image signal, it is sent to monitor apparatus 50 via image switching part 43, and the fluorescent observation image appears on screen 51.

**[0035]**

In the endoscope apparatus based on this

では、固体撮像素子 24 と高感度撮像素子 25 とには、同一の観察窓 18 及び結像光学系 19 を介して内視鏡像が結像されるので、両観察モードにおいて同一の視野が得られる。この場合において、モニタ装置 50 の画面 51 上に通常観察像と蛍光観察像を同一の大きさで表示すると比較検討が容易となる。

**【0036】**

以上述べたように、本実施の形態に係る内視鏡装置では、通常観察時と蛍光観察時とにおいて全く同一視野の画像が表示されるので、操作者に混乱を与えることがない。また、観察対象から最も近い位置である内視鏡の挿入部先端に高感度撮像素子を配置したので、明るく鮮明な蛍光像が得られる。

**【0037】**

図 2 を参照しながら、本実施の形態に係る内視鏡装置の変形例を示す。図 2 は変形例の内視鏡装置に用いる蛍光観察カメラの断面図である。

**【0038】**

この変形例は、第 1 の実施の形

embodiment, because an endoscope image is image-formed by the solid-state image recording element 24 and the high-sensitivity image recording element 25 via the identical observation port 18 and the image-formation optical system 19, the identical visual field is obtained by it in both observation modes.

In this case, comparison examination will become simple if a usual observation image and a fluorescent observation image are displayed at identical size on Screen 51 of monitor apparatus 50.

**[0036]**

Such as described above, because the image of the same visual field is completely displayed in the endoscope apparatus based on this embodiment at the time of usual observation and fluorescent observation, there is no confusion given to the operator.

Moreover, because the high-sensitivity image recording element has been arranged nearest to the observation object at the end of the insertion part of the endoscope, a bright clear fluorescent image is obtained.

**[0037]**

The modification of the endoscope apparatus based on this embodiment is shown, referring to Fig. 2.

Fig. 2 is a sectional view of the fluorescent observation camera used for the endoscope apparatus of a modification.

**[0038]**

This modification is applied to the fluorescent

態において内視鏡の挿入部先端に搭載した光学系を、ファイバスコープの接眼部に取り付ける蛍光観察カメラに適用したものである。

**【0039】**

本実施の形態に係る蛍光観察カメラ60は、ファイバスコープの操作部61に連設された接眼部62に装着して用いられる。ここで、接眼部62内の光学系は光軸方向に移動可能に構成されており、蛍光観察カメラ60を装着した際に移動してファイバスコープのイメージガイドファイバ端面に伝送された内視鏡像の実像を所定の結像面に結ぶようになされている。

**【0040】**

蛍光観察カメラ60内部には、通常観察に用いる固体撮像素子63と蛍光観察に用いる高感度撮像素子64とが並設されている。高感度撮像素子には、先に述べたCMDの他に、光量を増倍するイメージインテンシファイアを前面に設けたCCDも好適に用いることができる。

**【0041】**

蛍光観察カメラ60内の入射光路中には、光路を90°変換す

observation camera which attaches the optical system mounted at the end of the insertion part of the endoscope in the first embodiment in the eye-piece part of the fibrescope.

**[0039]**

The fluorescent observation camera 60 based on this embodiment is loaded with it and used for the eye-piece part 62 articulated by the operating part 61 of the fibrescope.

Here, the optical system in the eye-piece part 62 can move in the direction of the optical axis.

When loading with the fluorescent observation camera 60, it is moved. It is constructed so that the real image of the endoscope image transmitted to the image guide fibre end face of a fibrescope binds to a predetermined image-formation surface.

**[0040]**

The parallel establishment of the solid-state image recording element 63 used for a usual observation and the high-sensitivity image recording element 64 used for a fluorescent observation is performed inside fluorescent observation camera 60.

Besides the CMD previously described, for the high-sensitivity image recording element, a CCD which provided on the front side the image intensifier which multiplies the quantity of light can also be used suitably.

**[0041]**

In the incident-light path in the fluorescent observation camera 60, the prism 65 which

るプリズム 65 が設けられている。プリズム 65 には位置調整用レバー 66 が接続されており、位置調整用レバー 66 の端部にはノブ 67 が設けられて蛍光観察カメラ 60 のハウジング 68 の外部に延びている。

**【0042】**

ノブ 67 を押し込むことにより、プリズム 65 は図の破線の位置に移動し、接眼部 62 の結像面に設けられた固体撮像素子 63 上に内視鏡像を結像する。

**【0043】**

ノブ 67 を引くことにより、プリズム 65 は図の実線の位置に移動し、接眼部 62 の結像面に設けられた高感度撮像素子 64 上に、内視鏡像を結像する。

**【0044】**

固体撮像素子 63 及び高感度撮像素子 64 と各々の信号処理部との間で駆動信号及び撮像信号を授受する電線は信号ケーブル 69 として一体的に束ねられている。

**【0045】**

光源装置 30、信号処理装置 40 及びモニタ装置 50 は図 1 に

performs 90 degrees conversion of the optical path is provided.

The lever for positioning controls 66 is joined by prism 65.

A knob 67 is provided on the edge part of the lever for positioning control 66, and it is extended into the exterior of housing 68 of the fluorescent observation camera 60.

**[0042]**

By pushing in knob 67, prism 65 moves to the position of the broken line in the diagram.

An endoscope image is image-formed on the solid-state image recording element 63 provided on the image-formation surface of the eye-piece part 62.

**[0043]**

By pulling knob 67, prism 65 moves to the position of the continuous line in the diagram.

An endoscope image is image-formed on the high-sensitivity image recording element 64 provided on the image-formation surface of the eye-piece part 62.

**[0044]**

The wire which delivers and receives the drive signal and the image recording signal between the solid-state image recording element 63 and the high-sensitivity image recording element 64, and each signal-processing part is integrally bundled as signal cable 69.

**[0045]**

Since the light source device 30, the signal-processing apparatus 40, and the monitor

示したものと同様であるから、その説明を省略する。

apparatus 50 are the same as those shown in Fig. 1, their explanations are omitted.

【0046】

本変形例に係る内視鏡装置では、蛍光観察用カメラ60をファイバ스코プの接眼部62に装着し、ノブ67を押し込むとともに、光源装置30の通常／蛍光観察切り換えスイッチ36を用いて通常観察モードとする。

[0046]

In the endoscope apparatus based on this modification, the eye-piece part 62 of a fibrescope is loaded with the fluorescent camera for observation 60.

While pushing in knob 67, it is considered as a usual observation mode using usual /fluorescence observation transfer switch 36 of the light source device 30.

【0047】

また、蛍光観察を望むときには、ノブ67を引くとともに、光源装置30の通常／蛍光観察切り換えスイッチ36を用いて蛍光観察モードとする。その他の操作は、第1の実施の形態と同様である。

[0047]

Moreover, when a fluorescent observation is desired, while pulling knob 67, it is considered as a fluorescent observation mode using usual /fluorescence observation transfer switch 36 of the light source device 30.

Other operation is the same as that of the first embodiment.

【0048】

本変形例に係る内視鏡装置によれば、第1の実施の形態に係る内視鏡装置の効果に加えて、特別の光学系あるいは撮像素子を有しない通常のファイバ스코プを用いて蛍光観察をすることができる。したがって、既存の設備にカメラを追加するだけで蛍光観察を行うことができ、きわめて経済的である。また、長さや外径の異なる種々のファイバ스코プが使用可能となるので、体内の様々な部位の蛍光観

[0048]

According to the endoscope apparatus based on this modification, in addition to the effect of the endoscope apparatus based on the first embodiment, a fluorescent observation can be performed using the usual fibrescope which does not have a special optical system or an image recording element.

Therefore, a fluorescent observation can be performed only by adding a camera to an existing installation, and it is very economical.

Moreover, because various fibrescopes with differing lengths and outer diameters can be used, fluorescent observation of various parts

察が可能となる。

inside the body can be achieved.

【0049】

次に、この発明の第2の実施の形態を図3及び図4を参照しながら説明する。図3は内視鏡装置全体の構成を示す構成図であり、図4は各部の動作タイミングを示す説明図である。

[0049]

Next, the 2nd embodiment of this invention is explained, referring to Fig. 3 and 4.

Fig. 3 is a block diagram showing the component of the entire endoscope apparatus.

Fig. 4 is an explanatory drawing showing the timing of each part of operation.

【0050】

この第2の実施の形態は、内視鏡の挿入部先端に設けられた単一の撮像素子によって通常観察像及び蛍光観察像の両者を撮像可能とするとともに、タイミングコントローラによって通常観察と蛍光観察とを順次切り換え、モニタ装置上に2種類の画像を同時に表示可能とするものである。

[0050]

While this 2nd embodiment enables an image pick-up of both usual observation image and fluorescent observation image by the single image recording element provided at the end of the insertion part of an endoscope, usual observation and fluorescent observation are sequentially switched by the timing controller, and 2 kinds of images are made simultaneously displayable on the monitor apparatus.

【0051】

図3に示すように、内視鏡装置101は、内視鏡本体110と、内視鏡本体110に照明光を供給する光源装置130と、内視鏡本体110により得られた撮像信号を画像化する信号処理装置140と、内視鏡画像を表示するモニタ装置150とから構成される。

[0051]

As shown in Fig. 3, the endoscope apparatus 101 consists of the endoscope main body 110, the light source device 130 which supplies an illumination light to the endoscope main body 110, the signal-processing apparatus 140 which image-ises the image recording signal obtained with the endoscope main body 110, and the monitor apparatus 150 which displays the endoscope image.

【0052】

内視鏡本体110は、挿入操作、処置操作及び一部の信号処理の

[0052]

The endoscope main body 110 consists of the operating part 111 for performing the indication

指示を行うための操作部 1 1 1、体腔内に挿入される細長の挿入部 1 1 2、光源装置 1 3 0 からの照明光を内視鏡本体へ導入するライトガイドケーブル部 1 1 3、及び内視鏡本体 1 1 0 からの撮像信号を信号処理装置 1 4 0 へ伝送する信号ケーブル部 1 1 4 とからなる。

of insertion operation, treatment operation, and a partial signal processing, the long and slender insertion part 112 inserted intra-corporeal, the light-guide cable part 113 which introduces the illumination light from light source device 130 to the endoscope main body, and signal-cable part 114 which transmits the image recording signal from the endoscope main body 110 to signal-processing apparatus 140.

【0053】

ライトガイドファイバ 1 1 6 及び照明窓 1 1 7 は、第 1 の実施の形態のものと同様であるので、説明を省略する。

[0053]

Because light-guide fibre 116 and the illumination window 117 are the same as that of the first embodiment, their explanations are omitted.

【0054】

内視鏡の挿入部 1 1 2 の先端には、観察窓 1 1 8 が配され、その後ろ側に被検体の内視鏡像を結像する結像光学系 1 1 9 及び固体撮像素子 1 2 0 が設けられている。

[0054]

Observation port 118 is located at the end of insertion part 112 of the endoscope.

The image-formation optical system 119 and the solid-state image recording element 120 which image-form the endoscope image of the examined object are provided on that back side.

【0055】

結像光学系 1 1 9 と固体撮像素子 1 2 0 との間には、カラー液晶フィルタ 1 2 1 が設けられている。カラー液晶フィルタ 1 2 1 は、制御信号により透過する光の波長を制御することが可能であり、固体撮像素子 1 2 0 上に任意の波長の光のみを結像させることができる。具体的には、緑色波長の光のみ、赤色波長の光のみ、あるいはすべての光の

[0055]

The colour liquid-crystal filter 121 is provided between the image-formation optical system 119 and the solid-state image recording element 120.

The colour liquid-crystal filter 121 can control the wavelength of the light transmitted with a control signal, and only the light of an arbitrary wavelength can be made to image-form on the solid-state image recording element 120.

Specifically, only the light of a green wavelength, only the light of a red-colour

3種類の光を選択的に透過させることが可能である。

wavelength, or it is possible to make 3 kinds of lights of all lights transmit selectively.

【0056】

内視鏡の操作部111には、固体撮像素子120のゲインを調節するための入力手段122が設けられている。

[0056]

Input means 122 for adjusting the gain of the solid-state image recording element 120 is provided on the operating part 111 of the endoscope.

【0057】

光源装置130には、高輝度ランプ131及び集光レンズ132が設けられており、ライトガイドファイバ116の端面に集光レンズ132からの出射光が入射されるよう配置されている。

[0057]

The high-intensity lamp 131 and the condenser lens 132 are provided on light source device 130.

It is arranged so that incidence of the emitted light from condenser lens 132 may be performed to the end face of light-guide fibre 116.

【0058】

集光レンズ132とライトガイドファイバ116の入射端面との間には、回転フィルタ133が設けられている。回転フィルタ133には赤、緑、青、蛍光励起用の青の4つのフィルタが設けられており、モータ134により回転駆動されて上記各波長領域の光をライトガイドファイバ116に順次入射する。

[0058]

The rotating filter 133 is provided between the condenser lens 132 and the incidence end face of light-guide fibre 116.

The four filters of red, green, blue, and blue for fluorescent excitation are provided in rotating filter 133.

A rotation drive is performed by the motor 134 and incidence of the light of each wavelength area is sequentially performed to light-guide fibre 116.

【0059】

モータ134は、光源装置130内に設けられたタイミングコントローラ135によってその動作が制御される。タイミングコントローラ135からの制御

[0059]

That operation is controlled by the timing controller 135 by which the motor 134 was provided in the light source device 130.

The control signal from the timing controller 135 is sent also to the signal-processing

信号は、信号処理装置 1 4 0 及び高輝度ランプ 1 3 1 へも送られる。この制御信号により、高輝度ランプ 1 3 1 の光量を変化させるようになっている。

**【 0 0 6 0 】**

信号処理装置 1 4 0 には、固体撮像素子 1 2 0 からの撮像信号を画像化する信号処理部 1 4 1 と、信号処理部 1 4 1 が出力する画像信号を記憶する画像メモリ 1 4 2 と、画像メモリ 1 4 2 に記憶されている複数の画像を統合処理する画像統合部 1 4 3 とが設けられている。

**【 0 0 6 1 】**

信号処理部 1 4 1 は、固体撮像素子 1 2 0 へ駆動信号を供給する駆動回路（図示せず）を有している。

**【 0 0 6 2 】**

光源装置 1 3 0 内のタイミングコントローラ 1 3 5 から信号処理装置 1 4 0 に送られた制御信号は、カラー液晶フィルタ 1 2 1、信号処理部 1 4 1 及び画像メモリ 1 4 2 に供給される。

**【 0 0 6 3 】**

カラー液晶フィルタ 1 2 1 はこの制御信号を受けて、上述の緑色光、赤色光及び全波長の選択的透過作用を行う。

apparatus 140 and the high-intensity lamp 131.

The quantity of light of the high-intensity lamp 131 varies according to these control signals.

**[0060]**

The signal-processing part 141 which image-ises the image recording signal from the solid-state image recording element 120, the image memory 142 which stores the image signal which the signal-processing part 141 outputs, and the image combining part 143 which integrates several images stored in image memory 142 are provided on the signal-processing apparatus 140.

**[0061]**

The signal-processing part 141 has the drive circuit (not illustrated) which supplies a drive signal to solid-state image recording element 120.

**[0062]**

The control signal sent to the signal-processing apparatus 140 from the timing controller 135 in a light source device 130 is supplied to colour liquid-crystal filter 121, signal-processing part 141, and image memory 142.

**[0063]**

The colour liquid-crystal filter 121 receives this control signal, and a selective permeation effect of the above-mentioned green light, red colour, or all wavelengths is performed.

**【 0 0 6 4 】**

信号処理部 1 4 1 はこの制御信号により、動作タイミングが制御される。

**[0064]**

As for the signal-processing part 141, timing of operation is controlled by this control signal.

**【 0 0 6 5 】**

また、画像メモリ 1 4 2 はこの制御信号を受けて、各色の画像信号の書き込み制御を行う。

**[0065]**

Moreover, the image memory 142 receives this control signal, and the write-in control of the image signal for each colour is performed.

**【 0 0 6 6 】**

画像統合部 1 4 3 に統合処理された画像信号は、モニタ装置 1 5 0 上に通常観察画像 1 5 1 及び蛍光観察画像 1 5 2 として表示される。

**[0066]**

The image signal which was integrated in image combining part 143 is displayed as the usual observation image 151 and the fluorescent observation image 152 on monitor apparatus 150.

**【 0 0 6 7 】**

次に、図 4 を参照しながら、第 2 の実施の形態の作用を説明する。図 4 は光源装置 1 3 0 内のタイミングコントローラ 1 3 5 によって制御される回転フィルタ 1 3 3 の透過波長領域、カラー液晶フィルタ 1 2 1 の透過波長領域及び高輝度ランプ 1 3 1 の光量の時間的変化を示す説明図である。

**[0067]**

Next, an effect of the 2nd embodiment is explained, referring to Fig. 4.

Fig. 4 is an explanatory drawing showing a time variation of the quantity of light of the penetrated-wave length area of the rotating filter 133 controlled by the timing controller 135 in a light source device 130, the penetrated-wave length area of the colour liquid-crystal filter 121, and the high-intensity lamp 131.

**【 0 0 6 8 】**

高輝度ランプ 1 3 1 からの光は、回転する回転フィルタ 1 3 3 を透過することにより、図 4 のように赤 (R)、緑 (G)、青 (B) 及び蛍光励起用の青

**[0068]**

For the light from high-intensity lamp 131, the rotating filter 133 to rotate is transmitted, and as shown in Fig. 4, it becomes red (R), green (G), and blue (B), or it becomes blue for fluorescent excitation (B'), and incidence is performed to

(B') となり、ライトガイド light-guide fibre 116. ファイバ 116 に入射する。し Therefore, the examined object will be たがって、被検体はこの順序で illuminated by the light of each colour in this 各色の光により照明されること order. になる。

**【0069】**

被検体の像は、結像光学系 119 を介してカラー液晶フィルタ 121 を透過し、固体撮像素子 120 上に結像する。カラー液晶フィルタ 121 は、図 4 に示すように、照明光が R、G、B のときには全波長透過する透明状態となり、B' のときには G 領域及び R 領域の蛍光像を透過するように制御される。こうして回転フィルタ 133 の回転の一周期につき、通常観察の R、G、B 画像及び蛍光観察の G、R 画像の計 5 つの画像が撮像される。

**【0070】**

この撮像信号は、信号処理部 141 に伝送され、順次画像信号化され、画像メモリ 142 に記憶される。

**【0071】**

画像メモリ 142 に記憶された上記 5 つの画像のうち、通常観察の R、G、B は画像統合部 143 にて重ね合わせられて通常観察画像となる。

**[0069]**

The image of an examined object transmits the colour liquid-crystal filter 121 via the image-formation optical system 119, and it image-forms on the solid-state image recording element 120.

For the colour liquid-crystal filter 121, as shown in Fig. 4, when the illumination lights are R, G, and B, it becomes the transparent condition causing full-wave length permeation.

At the time of B', it is controlled to transmit a fluorescent image of G area and R area.

In this way a total of 5 images of per rotation of the rotating filter 133, R, G, B of the usual observation image, and G, R of the fluorescent observation image are recorded.

**[0070]**

This image recording signal is transmitted to the signal-processing part 141, it is sequentially image-signal-ised, and image memory 142 stores it.

**[0071]**

Among the 5 above-mentioned images stored by image memory 142, R, G and B of usual observation are superimposed in the image combining part 143, and are the usual observation image.

## 【0072】

また、画像メモリ142に記憶された上記5つの画像のうち、蛍光観察のG、R画像は、画像統合部143にて重ね合わされて蛍光観察画像となる。

## [0072]

Moreover, among the 5 above-mentioned images stored by the image memory 142, G, R of the fluorescent observation image are superimposed in the image combining part 143, and form the fluorescent observation image.

## 【0073】

このようにして得られた通常観察画像と蛍光観察画像は、モニタ装置150上に並べて表示されるように画像統合部143にて処理され、モニタ装置150にて表示される。

## [0073]

Thus the obtained usual observation image and the fluorescent observation image are processed in the image combining part 143 so that they may be arranged and displayed on monitor apparatus 150.

It displays with the monitor apparatus 150.

## 【0074】

なお、一般に生体から発せられる蛍光は微弱であるので、本実施の形態においては、蛍光励起用の照明が行われるタイミングで、高輝度ランプ131の光量を増加させるように制御している（図4参照）。

## [0074]

While, because the fluorescence emitted from the organism is weak generally, in this embodiment, it is the timing to which the illumination for fluorescent excitation is performed, and it is controlling to make the quantity of light from high-intensity lamp 131 increase (diagram 4 reference).

## 【0075】

さらに、観察する患者や観察部位によって、被検体から発せられる蛍光の色調が異なることがある。そこで、本実施の形態においては、操作部111に設けられた入力手段122から信号処理部141に蛍光観察のR画像とG画像に対する各増幅率あるいはその比を入力して、両画像の色調を調節できるようにしてある。

## [0075]

Furthermore, the fluorescent color tone emitted from the examined object may change according to the patient and the observation part to observe.

Consequently, in this embodiment, each gain in relation to R image and G image or its ratio of fluorescent observation is input into the signal-processing part 141 from input means 122 provided in operating part 111, and it enables it to adjust the color tone of both images.

## 【0076】

この第2の実施の形態によれば、一つの固体撮像素子にて通常観察及び蛍光観察を行うことができるので、内視鏡を細径化することが可能である。また、同一視野の通常観察画像と蛍光観察画像とを同時にモニタ上に表示することができる。

## [0076]

According to this 2nd embodiment, because a usual observation and a usual fluorescent observation can be performed with one solid-state image recording element, it is possible to narrow the diameter of the endoscope.

Moreover, the usual observation image and the fluorescent observation image of the same visual field can be simultaneously displayed on a monitor.

## 【0077】

なお、本実施の形態の説明において、固体撮像素子120は内視鏡本体110の先端部に設けるようにしたが、上述の変形例と同様に内視鏡の接眼部に装着するカメラに設けるようにしてもよい。このとき、上記の増幅率あるいは比の入力手段もまたカメラに設けるようにすると、操作上有利である。

## [0077]

In addition, in explanation of this embodiment, the solid-state image recording element 120 was provided on the end of the endoscope main body 110.

However, it may be provided on the camera with which the eye-piece part of an endoscope is loaded as the above-mentioned modification.

If the above-mentioned gain or ratio input means is also provided in the camera at this time, it is advantageous for operation.

## 【0078】

以上述べた本発明に係る内視鏡用処置具は、次のように要約される。

(付記1) 被検体の内視鏡像を結像する結像光学系と、この結像光学系の出射側の光軸上における複数の位置にて選択的に光路を変換する光路変換手段と、前記選択的に変換される各光路に対応して、前記結像光学系の結像面にそれぞれ配置される複

## [0078]

The treatment tool for endoscopes based on this invention described above is summarized as follows.

(Additional remark 1) The endoscope apparatus having the image-formation optical system which image-forms the endoscope image of an examined object, optical-path conversion means which performs the conversion of the optical path selectively at several positions on the optical axis on the radiating side of this image-formation optical

数の撮像素子と、を有すること  
を特徴とする内視鏡装置。

(付記2) 前記光路変換手段は、  
前記光路の光軸の向きを一定方  
向に変換する方向変換部と、前  
記方向変換部の位置または向き  
を変化させる駆動手段と、を有  
することを特徴とする付記1記  
載の内視鏡装置。

(付記3) 前記複数の撮像素子  
は、内視鏡先端に設けられてい  
ることを特徴とする付記1記載  
の内視鏡装置。

(付記4) 前記複数の撮像素子  
の少なくとも一つは他の撮像素  
子よりも高感度に撮像可能であ  
ることを特徴とする付記3記載  
の内視鏡装置。

(付記5) 前記内視鏡装置の内  
視鏡本体に接続されるカメラを  
有し、前記複数の撮像素子は前  
記カメラに設けられていること  
を特徴とする付記1記載の内視  
鏡装置。

(付記6) 前記カメラに設けら  
れている複数の撮像素子の少な  
くとも一つ以上はイメージイン  
テンシファイア付きの固体撮像  
素子であることを特徴とする付  
記5記載の内視鏡装置。

(付記7) 前記光路変換手段の  
光路の変換に応じて、前記光路  
変換手段にて変換された光路に  
対応する前記撮像素子を動作状  
態とする制御手段を有すること  
を特徴とする付記1記載の内視

system, and several image recording elements  
respectively arranged on the image-formation  
surface of the above-mentioned image-  
formation optical system corresponding to each  
above-mentioned optical path by which a  
conversion is performed selectively, .

(Additional remark 2) The endoscope  
apparatus of the additional remark 1 having  
above-mentioned optical-path conversion  
means is the direction transducer which  
performs the conversion of the direction of the  
optical axis of the above-mentioned optical path  
in the fixed direction, and drive means to  
change the position or the direction of the  
above-mentioned direction transducer..

(Additional remark 3) These image recording  
elements are provided on the end of the  
endoscope.

The endoscope apparatus of additional  
remark 1 characterized by the above-  
mentioned.

(Additional remark 4) at least one of these  
image recording elements has higher sensitivity  
than the other image recording elements.

The endoscope apparatus of the additional  
remark 3 characterized by the above-  
mentioned.

(Additional remark 5) It has the camera  
connected to the endoscope main body of the  
above-mentioned endoscope apparatus.

These image recording elements are  
provided on the above-mentioned camera.

The endoscope apparatus of the additional  
remark 1 characterized by the above-  
mentioned.

(Additional remark 6) At least one above-

鏡装置。

(付記8) 白色光及び紫外から青色波長の励起光を選択的に出射するとともに、前記励起光を選択したとき光量を増加する光源装置と、被検体の反射像または蛍光像を撮像する撮像手段と、この撮像手段の像入射側に設けられ、前記励起光よりも長波長領域に属する光及び前記白色光の全波長領域に属する光を選択的に透過するカラー液晶フィルタと、前記光源装置から前記励起光が出射されるタイミングと、前記カラー液晶フィルタが前記励起光よりも長波長領域に属する光を透過するタイミングとを同期制御するタイミングコントローラと、を有することを特徴とする内視鏡装置。

(付記9) 紫外から青色波長の光を出射し被検体を照明する光源装置と、被検体から発せられる自家蛍光のうち、複数の異なる波長帯域を撮像する撮像素子を有する内視鏡と、撮像された信号を画像信号化し、複数の波長帯域の画像信号を重畳処理して出力する画像信号処理部と、前記画像信号処理部から出力される画像信号を表示するモニタ装置と、を有する内視鏡装置において、前記内視鏡は、前記撮像素子が撮像する波長帯域によって前記画像信号処理部の信号の増幅率の比率を変化させるゲイ

stated of several image recording elements provided on the above-mentioned camera is a solid-state image recording element with an image intensifier.

The endoscope apparatus of the additional remark 5 characterized by the above-mentioned.

(Additional remark 7) It has control means which changes the above-mentioned image recording element which corresponds to the optical path converted with above-mentioned optical-path conversion means, depending on the conversion of the optical path of above-mentioned optical-path conversion means for the condition of operation.

The endoscope apparatus of the additional remark 1 characterized by the above-mentioned.

(Additional remark 8) While performing selectively the radiation of white light and the excitation light from ultraviolet to blue wavelength, when choosing the above-mentioned excitation light, it provides to the image incidence side of the light source device which increases a quantity of light, image recording means to image-pick up the reflecting image or the fluorescent image of the examined object, and this image recording means.

The endoscope apparatus having the colour liquid-crystal filter transmitted selectively, timing to which the radiation of the above-mentioned excitation light is performed from the above-mentioned light source device, and the timing controller which performs synchronous control of the timing of the light which the above-mentioned colour liquid-crystal filter transmitted

ン設定信号の入力手段を有することを特徴とする内視鏡装置。

(付記 10) 前記撮像素子は前記内視鏡先端に設けられており、前記入力手段は、前記内視鏡の操作部に設けられていることを特徴とする付記 9 記載の内視鏡装置。

(付記 11) 前記内視鏡の接眼部に装着されたカメラを有し、前記撮像素子は前記カメラに内蔵されており、前記入力手段は前記カメラに設けられていることを特徴とする付記 9 記載の内視鏡装置。

wavelength longer than the above-mentioned excitation light, the light with wavelength longer than the above-mentioned excitation light, and the light belonging to the full-wave length area of above-mentioned white light.

(Additional remark 9) Inside of the light source device which performs the radiation of the light of an ultraviolet from blue wavelength, and illuminates an examined object, and the self-fluorescence emitted from an examined object, the endoscope which has the image recording element which records several different wavelength bands, the image-signal process part which superimposes the image signal of several wavelength bands, and outputs it by image-signal-ising the signal recorded, the monitor apparatus which displays the image signal output from the above-mentioned image-signal process part.

In the endoscope apparatus which has these, the above-mentioned endoscope has input means of the gain setting signal which changes the ratio of the gain of the signal of the above-mentioned image-signal process part by the wavelength band which the above-mentioned image recording element records.

The endoscope apparatus characterized by the above-mentioned.

(Additional remark 10) The above-mentioned image recording element is provided at the above-mentioned end of the endoscope.

Above-mentioned input means is provided on the operating part of the above-mentioned endoscope.

The endoscope apparatus of the additional remark 9 characterized by the above-

mentioned.

(Additional remark 11) It has the camera with which the eye-piece part of the above-mentioned endoscope was loaded.

The above-mentioned image recording element is built into above-mentioned camera.

Above-mentioned input means is provided on the above-mentioned camera.

The endoscope apparatus of the additional remark 9 characterized by the above-mentioned.

【 0 0 7 9 】

[0079]

【発明の効果】

以上述べたように、本発明に係る内視鏡装置によれば、全く同一視野の通常観察像及び蛍光観察像をモニタ装置上に表示できるので、操作者に混乱を与えることなく精密な診断を行うことが可能となる。

[EFFECT OF THE INVENTION]

According to the endoscope apparatus based on this invention as described above, because the usual observation image and the fluorescent observation image having the exact same visual field can be displayed on a monitor apparatus, a precise diagnosis can be performed, without giving the operator confusion.

【図面の簡単な説明】

[BRIEF EXPLANATION OF DRAWINGS]

【図 1】

本発明の第 1 の実施の形態に係る内視鏡装置の全体構成を示す構成図。

[FIGURE 1]

The block diagram showing the entire component of the endoscope apparatus based on the first embodiment of this invention.

【図 2】

本発明の第 1 の実施の形態の変形例に係る内視鏡装置に用いる

[FIGURE 2]

The sectional view of the fluorescent observation camera used for the endoscope

蛍光観察カメラの断面図。

apparatus based on the modification of the first embodiment of this invention.

【図 3】

本発明の第 2 の実施の形態に係る内視鏡装置の全体構成を示す構成図。

[FIGURE 3]

The block diagram showing the entire component of the endoscope apparatus based on the 2nd embodiment of this invention.

【図 4】

本発明の第 2 の実施の形態に係る内視鏡装置の各部の動作タイミングを示す説明図。

[FIGURE 4]

Explanatory drawing showing the timing of each part of the endoscope apparatus based on the 2nd embodiment of this invention of operation.

【符号の説明】

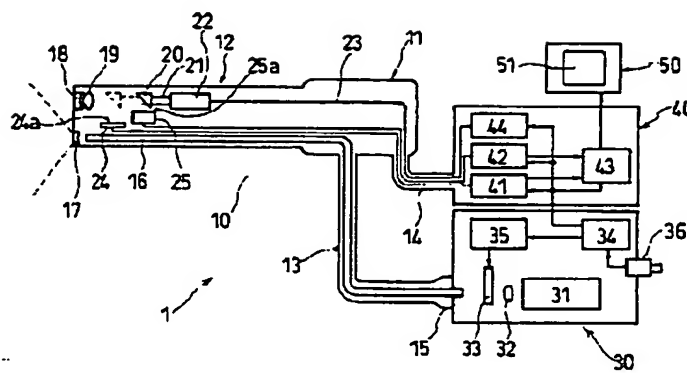
1 9 結像光学系  
2 0 プリズム  
2 1 支持台  
2 2 リニアアクチュエータ  
2 4 固体撮像素子  
2 5 高感度撮像素子  
6 2 接眼部  
6 3 固体撮像素子  
6 4 高感度撮像素子  
6 5 プリズム  
6 6 位置調整用レバー  
6 7 ノブ

[EXPLANATION OF DRAWING]

19 Image-Formation Optical System  
20 Prism  
21 Support Stand  
22 Linear Actuator  
24 Solid-State Recording Element  
25 High-Sensitivity Recording Element  
62 Eye-piece Part  
63 Solid-State Image-Pick-up Element  
64 High-Sensitivity Image-Pick-up Element  
65 Prism  
66 Lever for Positioning Controls  
67 Knob

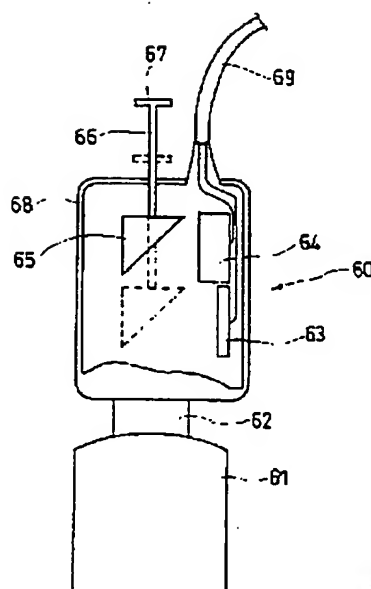
【図 1】

[FIGURE 1]



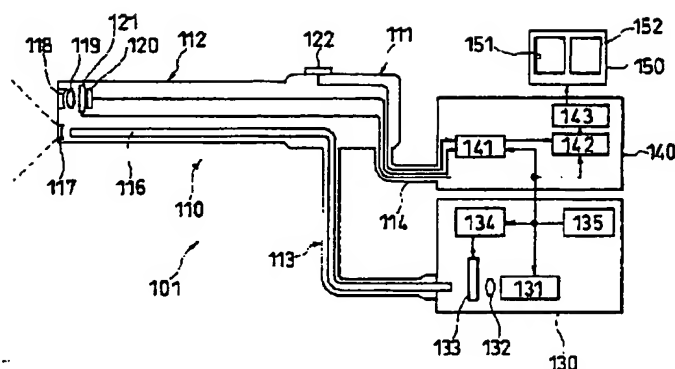
【図 2】

**[FIGURE 2]**



【図 3】

**[FIGURE 3]**



【図 4】

[FIGURE 4]

回転フィルタ	R	G	B	B'	R	G	B	B'	R
カラー液晶フィルタ	透明	G	R	透明	G	R	透明	G	R
ランプ光量	通常画像		蛍光画像		通常画像		蛍光画像		

[translation of Japanese text in Figure 4]

by row:

rotating filter: R G B B' R G B B' R

colour liquid-crystal filter: transparent G R transparent G R transparent

lamp light volume: normal image - fluorescent image - normal image -  
fluorescent image

## **DERWENT TERMS AND CONDITIONS**

*Derwent shall not in any circumstances be liable or responsible for the completeness or accuracy of any Derwent translation and will not be liable for any direct, indirect, consequential or economic loss or loss of profit resulting directly or indirectly from the use of any translation by any customer.*

Derwent Information Ltd. is part of The Thomson Corporation

Please visit our home page: ["WWW.DERWENT.CO.UK"](http://WWW.DERWENT.CO.UK) (English)  
["WWW.DERWENT.CO.JP"](http://WWW.DERWENT.CO.JP) (Japanese)

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平11-113839

(43)公開日 平成11年(1999) 4月27日

(51)IntCl.<sup>6</sup>A 6 1 B 1/06  
1/00

識別記号

3 0 0

F I

A 6 1 B 1/06  
1/00

A

3 0 0 D

審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 8 頁)

(21)出願番号 特願平9-280755

(22)出願日 平成9年(1997)10月14日

(71)出願人 000000376 *Olympus*  
オリンパス光学工業株式会社  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号(72)発明者 小澤 剛志  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内(72)発明者 平尾 勇実  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内(72)発明者 金子 守  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内*Endoscope Device*

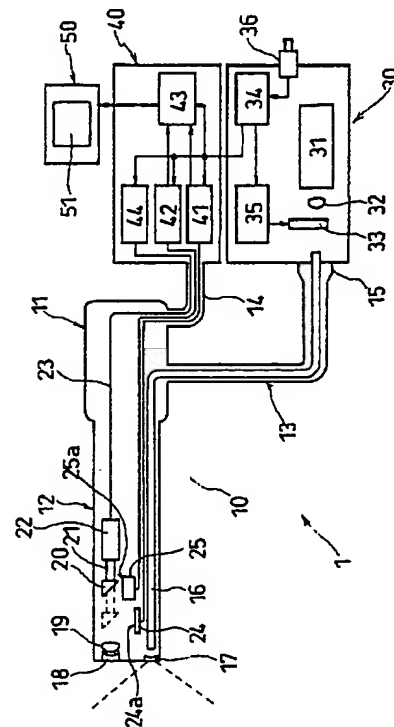
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 内視鏡装置

(57)【要約】

【課題】通常観察と蛍光観察可能な内視鏡において、各観察画像の視野が相違したり、観察画像が互いに鏡映関係になったりする。

【解決手段】通常観察と蛍光観察とで対物光学系19を共用しプリズム20をアクチュエータ22により移動させることで、観察画像を通常観察用の固体撮像素子24または蛍光観察用の高感度撮像素子25上に選択的に結像させるようにした。



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】被検体の内視鏡像を結像する結像光学系と、この結像光学系の出射側の光軸上における複数の位置にて選択的に光路を変換する光路変換手段と、前記選択的に変換される各光路に対応して、前記結像光学系の結像面にそれぞれ配置される複数の撮像素子と、を有することを特徴とする内視鏡装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、被検体の内視鏡像を撮像する内視鏡装置に関し、特に波長の異なる複数の内視鏡像を撮像する内視鏡装置に関するものである。

## 【0002】

【従来の技術】近年、内視鏡により生体からの自家蛍光や、生体へ薬物を注入し、その薬物の蛍光を2次元画像として検出し、その蛍光像から生体組織の変性や癌等の疾患状態（例えば、疾患の種類や浸潤範囲）を診断する技術がある。

【0003】生体組織に光を照射するとその励起光より長い波長の蛍光が発生する。生体における蛍光物質として、例えばNADH（ニコチンアミドアデニンヌクレオチド）、FMN（フラビンモノヌクレオチド）、ビリジヌクレオチド等がある。最近では、このような生体内因物質と、疾患との相互関係が明確になってきた。また、HpD（ヘマトポルフィリン）、Photofrin、ALA（ $\delta$ -amino levulinic acid）は、癌への集積性があり、これを生体内に注入し、前記物質の蛍光を観察することで疾患部位を診断できる。

【0004】かかる診断に用いる内視鏡装置は、内視鏡に搭載または接続された撮像手段により、白色光照明下での通常観察と、紫外から青色光照明下で生体組織から発せられる蛍光を観察する蛍光観察とを選択的に行うように構成されており、特開平8-252218号にその例が複数記載されている。

【0005】第1のものは、内視鏡の先端部に通常観察用及び蛍光観察用の2種類の結像光学系を並設するとともに、これら結像光学系からの像を電気信号に変換する2種類の固体撮像素子を内視鏡の先端部または操作部に設け、光源装置から時分割で送られる白色光と励起光による照明下で、それぞれの固体撮像素子から出力される撮像信号を照明光のタイミング制御に合わせて選択して処理及び表示する構成を有する。

【0006】第2のものは、内視鏡の先端部に通常観察及び蛍光観察に共用する対物光学系と、この対物光学系から出射される通常観察像と蛍光観察像とをその波長で2方向へ分離するビームスプリッタとを設け、ビームスプリッタにて分離された通常観察像と蛍光観察像をそれぞれ撮像する固体撮像素子を内視鏡の先端部または操作部に備える。

## 【0007】

【発明が解決しようとする課題】上述の第1の内視鏡装置は、通常観察用対物光学系と蛍光観察用対物光学系とが内視鏡先端部に並設されているので、通常観察時と蛍光観察時とは視野が異なる。このため、通常観察像と蛍光観察像を切り換えるとモニタ上に表示される画像の視野がずれてしまい、操作者を混乱させてしまうという問題がある。

【0008】また、第2の内視鏡装置は、ビームスプリッタの反射作用により通常観察像と蛍光観察像とが鏡映関係となり、一方の像を反転させるために特別な信号処理を行う必要が生じる。

## 【0009】

【課題を解決するための手段】本発明は上記課題を解決するためになされたものであり、本発明に係る内視鏡装置は、被検体の内視鏡像を結像する結像光学系と、この結像光学系の出射側の光軸上における複数の位置にて選択的に光路を変換する光路変換手段と、前記選択的に変換される各光路に対応して、前記結像光学系の結像面にそれぞれ配置される複数の撮像素子とを有することを特徴とするものである。

【0010】この発明に係る内視鏡装置によれば、被検体の内視鏡像は結像光学系を通過後、光軸上の所定の位置にてその光路を変換され対応する撮像素子の上に結像する。

## 【0011】

【発明の実施の形態】以下、この発明の第1の実施の形態を図1を参照しながら説明する。図1は内視鏡装置全体の構成を示す構成図である。

【0012】図1に示すように、内視鏡装置1は、内視鏡本体10と、内視鏡本体10に照明光を供給する光源装置30と、内視鏡本体10により得られた撮像信号を画像化する信号処理装置40と、内視鏡画像を表示するモニタ装置50とから構成される。

【0013】内視鏡本体10は、挿入操作、処置操作及び一部の信号処理の指示を行うための操作部11、体腔内に挿入される細長の挿入部12、光源装置30からの照明光を内視鏡本体10へ導入するライトガイドケーブル部13、及び内視鏡本体10からの撮像信号を信号処理装置40へ伝送する信号ケーブル部14とからなる。

【0014】ライトガイドケーブル部13の光源装置30側には、両者を接続するためのライトガイドコネクタ15が設けられている。ライトガイドコネクタ15からライトガイドケーブル部13、操作部11及び挿入部12の内部を経由して、挿入部12の先端にわたってライトガイドファイバ16が内蔵されている。ライトガイドファイバ16の先端側に対向して、挿入部12の先端側に照明窓17が設けられている。

【0015】挿入部12の先端には、観察窓18が配され、その後ろ側に被検体の内視鏡像を結像する結像光学

系19が設けられている。

【0016】結像光学系19の出射側の光軸上には光路を90°変換するプリズム20が設けられている。プリズム20は支持台21を介してリニアアクチュエータ22に固定される。リニアアクチュエータ22は、結像光学系19の光軸に沿ってプリズム20を移動させることができ、実線及び破線で図示した2つの位置にプリズム20を安定にポジショニングする。このようなリニアアクチュエータ22は、圧電素子で駆動する圧電アクチュエータ（特に好適には、インチウーム機構を備えたもの、あるいは超音波モータ機構によるもの）や、静電力を利用する静電アクチュエータが適している。リニアアクチュエータ22からはその駆動を制御するための電線23が信号処理装置40に延設されている。

【0017】図の破線で示した位置にポジショニングされたプリズム20により変換された光路上における結像光学系19の結像面に、通常観察を行うための固体撮像素子24が配置されている。固体撮像素子24の受光面24aの法線は挿入部12の長手方向に対して直交する向きとされている。

【0018】図の実線で示した位置にポジショニングされたプリズム20により変換された光路上における結像光学系19の結像面に、蛍光観察を行うための高感度撮像素子25が配置されている。蛍光観察像は通常観察像に比べてそのインテンシティが小さいので、高感度撮像素子25には増幅機能を有する撮像素子、例えばCMD (Charge Modulation Device) 等を用いるのが良い。また、高感度撮像素子25の受光面25aの法線は挿入部12の長手方向に対して直交する向きとされている。

【0019】光源装置30にはキセノンランプあるいはメタルハライドランプ等の高輝度ランプ31が設けられている。高輝度ランプ31が発生した光は集光レンズ32を介してライトガイドファイバ16の端面に入射する。

【0020】高輝度ランプ31とライトガイドファイバ16の端面との間には、青色帯域の光のみを透過させるバンドパスフィルタが回転板33によって出し入れ自在に設けられている。この回転板33はコントローラ34によって制御されるモータ35にて駆動される。なお、コントローラ34によるモータ35の駆動制御は、通常／蛍光観察切り換えスイッチ36からコントローラ34に入力される指示信号に基づいて行われる。また、図1では、通常／蛍光観察切り換えスイッチ36を光源装置30に設けるようにしたが、内視鏡本体10の操作部11に設けたり、あるいは独立したフットスイッチとすることもできる。これらの場合操作者が内視鏡本体10の観察操作をしながら切り換え操作も行うことができ、操作上好適である。以上の光源装置30の構成により、光路中に上記のバンドパスフィルタが挿入されている場合は青色帯域の光のみがライトガイドファイバ16に入

射し、光路中からバンドパスフィルタが待避されている場合は白色光が入射する。

【0021】信号処理装置40には固体撮像素子24からの撮像信号を画像化する通常観察用信号処理部41と、高感度撮像素子25からの撮像信号を画像化する蛍光観察用信号処理部42とが内蔵されており、それぞれ固体撮像素子24及び高感度撮像素子25と電線を介して接続されている。

【0022】通常観察用信号処理部41及び蛍光観察用信号処理部42が出力する画像信号は画像切り換え部43に入力される。画像切り換え部43には、通常／蛍光観察切り換えスイッチ36からの指示信号に基づいてコントローラ34が発生する通常観察と蛍光観察とのいずれかを選択する選択信号が入力されており、ここで通常観察用信号処理部41と蛍光観察用信号処理部42の画像信号が選択されて出力される。

【0023】通常観察用信号処理部41及び蛍光観察用信号処理部42は、それぞれ固体撮像素子24及び高感度撮像素子25へ駆動信号を供給する駆動回路（図示せず）を有している。

【0024】さらに、信号処理装置40には、リニアアクチュエータ22を駆動する駆動制御部44が内蔵されており、上記コントローラ34からの選択信号を受けて、プリズム20を上記破線及び実線で示す位置にポジショニングするためのプリズム駆動信号を発生する。

【0025】また、上記選択信号は通常観察用信号処理部41及び蛍光観察用信号処理部42にも接続されており、選択信号の示す観察像の種類（即ち、通常観察像と蛍光観察像）に応じて、対応する信号処理部及び撮像素子の駆動回路の信号出力動作のオン／オフ制御の用に供される。

【0026】画像切り換え部43から出力される画像信号はモニタ装置50に送られ、画面51上に表示される。

【0027】次に、本実施の形態の動作を説明する。まず、コントローラ34から所定の信号を各部に送って、内視鏡装置1を通常観察モードとする。そして、白色光照明下で観察しながら挿入部12を患者の体内に挿入していく。

【0028】通常観察モードでは、光源装置30の上記バンドパスフィルタは光路から待避された状態にあり、高輝度ランプ31から出射される白色光がライトガイドファイバ16に入射し、挿入部12の先端に設けた照明窓17から被検体を照明する。

【0029】光源装置30から白色光が出射されている状態では、光源装置30内のコントローラ34からの選択信号により、プリズム20は図の破線で示す位置にポジショニングされている。このため、被検体からの内視鏡像は観察窓18、結像光学系19及びプリズム20を経由して、固体撮像素子24上に結像する。

【0030】光源装置30内のコントローラ34からの選択信号により、通常観察用信号処理部41及びこれに内蔵される固体撮像素子24の駆動回路が動作状態とされている。これにより、固体撮像素子24上に結像した内視鏡像は、撮像信号に変換されて通常観察用信号処理部41に入力され、画像信号への変換処理がなされた後、画像切り換え部43を介してモニタ装置50に送られ、通常観察画像が画面51上に写し出される。

【0031】挿入部12の先端が観察する目的部位に到達した後に蛍光観察を望む場合、操作者は通常／蛍光観察切り換えスイッチ36により内視鏡装置を蛍光観察モードとする。

【0032】蛍光観察モードにおいては、コントローラ34からの信号によりバンドパスフィルタが高輝度ランプ31とライトガイドファイバ16間の光路中に挿入され、バンドパスフィルタを透過した青色光のみがライトガイドファイバ16に入射し、被検体を照明する。

【0033】蛍光観察モードでは、光源装置30内のコントローラ34からの選択信号により、プリズム20は図の実線で示す位置にポジショニングされている。このため、被検体からの内視鏡像は観察窓18、結像光学系19及びプリズム20を経由して、高感度撮像素子25上に結像する。

【0034】光源装置30内のコントローラ34からの選択信号により、蛍光観察用信号処理部42及びこれに内蔵される高感度撮像素子25の駆動回路が動作状態とされている。これにより、高感度撮像素子25上に結像した内視鏡像は、撮像信号に変換されて蛍光観察用処理部42に入力され、画像信号への変換処理がなされた後、画像切り換え部43を介してモニタ装置50に送られ、蛍光観察画像が画面51上に写し出される。

【0035】本実施の形態に係る内視鏡装置では、固体撮像素子24と高感度撮像素子25とは、同一の観察窓18及び結像光学系19を介して内視鏡像が結像されるので、両観察モードにおいて同一の視野が得られる。この場合において、モニタ装置50の画面51上に通常観察像と蛍光観察像を同一の大きさで表示すると比較検討が容易となる。

【0036】以上述べたように、本実施の形態に係る内視鏡装置では、通常観察時と蛍光観察時において全く同一視野の画像が表示されるので、操作者に混乱を与えることがない。また、観察対象から最も近い位置である内視鏡の挿入部先端に高感度撮像素子を配置したので、明るく鮮明な蛍光像が得られる。

【0037】図2を参照しながら、本実施の形態に係る内視鏡装置の変形例を示す。図2は変形例の内視鏡装置に用いる蛍光観察カメラの断面図である。

【0038】この変形例は、第1の実施の形態において内視鏡の挿入部先端に搭載した光学系を、ファイバ스코ープの接眼部に取り付ける蛍光観察カメラに適用したも

のである。

【0039】本実施の形態に係る蛍光観察カメラ60は、ファイバ스코ープの操作部61に連設された接眼部62に装着して用いられる。ここで、接眼部62内の光学系は光軸方向に移動可能に構成されており、蛍光観察カメラ60を装着した際に移動してファイバ스코ープのイメージガイドファイバ端面に伝送された内視鏡像の実像を所定の結像面に結ぶようになされている。

【0040】蛍光観察カメラ60内部には、通常観察に用いる固体撮像素子63と蛍光観察に用いる高感度撮像素子64とが並設されている。高感度撮像素子には、先に述べたCMDの他に、光量を増倍するイメージインテンシファイアを前面に設けたCCDも好適に用いることができる。

【0041】蛍光観察カメラ60内の入射光路中には、光路を90°変換するプリズム65が設けられている。プリズム65には位置調整用レバー66が接続されており、位置調整用レバー66の端部にはノブ67が設けられて蛍光観察カメラ60のハウジング68の外部に延びている。

【0042】ノブ67を押し込むことにより、プリズム65は図の破線の位置に移動し、接眼部62の結像面に設けられた固体撮像素子63上に内視鏡像を結像する。

【0043】ノブ67を引くことにより、プリズム65は図の実線の位置に移動し、接眼部62の結像面に設けられた高感度撮像素子64上に、内視鏡像を結像する。

【0044】固体撮像素子63及び高感度撮像素子64と各々の信号処理部との間で駆動信号及び撮像信号を授受する電線は信号ケーブル69として一体的に束ねられている。

【0045】光源装置30、信号処理装置40及びモニタ装置50は図1に示したものと同様であるから、その説明を省略する。

【0046】本変形例に係る内視鏡装置では、蛍光観察用カメラ60をファイバ스코ープの接眼部62に装着し、ノブ67を押し込むとともに、光源装置30の通常／蛍光観察切り換えスイッチ36を用いて通常観察モードとする。

【0047】また、蛍光観察を望むときには、ノブ67を引くとともに、光源装置30の通常／蛍光観察切り換えスイッチ36を用いて蛍光観察モードとする。その他の操作は、第1の実施の形態と同様である。

【0048】本変形例に係る内視鏡装置によれば、第1の実施の形態に係る内視鏡装置の効果に加えて、特別の光学系あるいは撮像素子を有しない通常のファイバ스코ープを用いて蛍光観察をすることができる。したがって、既存の設備にカメラを追加するだけで蛍光観察を行うことができ、きわめて経済的である。また、長さや外径の異なる種々のファイバ스코ープが使用可能となるので、体内の様々な部位の蛍光観察が可能となる。

【0049】次に、この発明の第2の実施の形態を図3及び図4を参照しながら説明する。図3は内視鏡装置全体の構成を示す構成図であり、図4は各部の動作タイミングを示す説明図である。

【0050】この第2の実施の形態は、内視鏡の挿入部先端に設けられた単一の撮像素子によって通常観察像及び蛍光観察像の両者を撮像可能とするとともに、タイミングコントローラによって通常観察と蛍光観察とを順次切り換え、モニタ装置上に2種類の画像を同時に表示可能とするものである。

【0051】図3に示すように、内視鏡装置101は、内視鏡本体110と、内視鏡本体110に照明光を供給する光源装置130と、内視鏡本体110により得られた撮像信号を画像化する信号処理装置140と、内視鏡画像を表示するモニタ装置150とから構成される。

【0052】内視鏡本体110は、挿入操作、処置操作及び一部の信号処理の指示を行うための操作部111、体腔内に挿入される細長の挿入部112、光源装置130からの照明光を内視鏡本体へ導入するライトガイドケーブル部113、及び内視鏡本体110からの撮像信号を信号処理装置140へ伝送する信号ケーブル部114とからなる。

【0053】ライトガイドファイバ116及び照明窓117は、第1の実施の形態のものと同様であるので、説明を省略する。

【0054】内視鏡の挿入部112の先端には、観察窓118が配され、その後ろ側に被検体の内視鏡像を結像する結像光学系119及び固体撮像素子120が設けられている。

【0055】結像光学系119と固体撮像素子120との間には、カラー液晶フィルタ121が設けられている。カラー液晶フィルタ121は、制御信号により透過する光の波長を制御することが可能であり、固体撮像素子120上に任意の波長の光のみを結像させることができる。具体的には、緑色波長の光のみ、赤色波長の光のみ、あるいはすべての光の3種類の光を選択的に透過させることが可能である。

【0056】内視鏡の操作部111には、固体撮像素子120のゲインを調節するための入力手段122が設けられている。

【0057】光源装置130には、高輝度ランプ131及び集光レンズ132が設けられており、ライトガイドファイバ116の端面に集光レンズ132からの出射光が入射されるよう配置されている。

【0058】集光レンズ132とライトガイドファイバ116の入射端面との間には、回転フィルタ133が設けられている。回転フィルタ133には赤、緑、青、蛍光励起用の青の4つのフィルタが設けられており、モータ134により回転駆動されて上記各波長領域の光をライトガイドファイバ116に順次入射する。

【0059】モータ134は、光源装置130内に設けられたタイミングコントローラ135によってその動作が制御される。タイミングコントローラ135からの制御信号は、信号処理装置140及び高輝度ランプ131へも送られる。この制御信号により、高輝度ランプ131の光量を変化させるようになっている。

【0060】信号処理装置140には、固体撮像素子120からの撮像信号を画像化する信号処理部141と、信号処理部141が出力する画像信号を記憶する画像メモリ142と、画像メモリ142に記憶されている複数の画像を統合処理する画像統合部143とが設けられている。

【0061】信号処理部141は、固体撮像素子120へ駆動信号を供給する駆動回路（図示せず）を有している。

【0062】光源装置130内のタイミングコントローラ135から信号処理装置140に送られた制御信号は、カラー液晶フィルタ121、信号処理部141及び画像メモリ142に供給される。

【0063】カラー液晶フィルタ121はこの制御信号を受けて、上述の緑色光、赤色光及び全波長の選択的透過作用を行う。

【0064】信号処理部141はこの制御信号により、動作タイミングが制御される。

【0065】また、画像メモリ142はこの制御信号を受けて、各色の画像信号の書き込み制御を行う。

【0066】画像統合部143に統合処理された画像信号は、モニタ装置150上に通常観察画像151及び蛍光観察画像152として表示される。

【0067】次に、図4を参照しながら、第2の実施の形態の作用を説明する。図4は光源装置130内のタイミングコントローラ135によって制御される回転フィルタ133の透過波長領域、カラー液晶フィルタ121の透過波長領域及び高輝度ランプ131の光量の時間的変化を示す説明図である。

【0068】高輝度ランプ131からの光は、回転する回転フィルタ133を透過することにより、図4のように赤（R）、緑（G）、青（B）及び蛍光励起用の青（B'）となり、ライトガイドファイバ116に入射する。したがって、被検体はこの順序で各色の光により照明されることになる。

【0069】被検体の像は、結像光学系119を介してカラー液晶フィルタ121を透過し、固体撮像素子120上に結像する。カラー液晶フィルタ121は、図4に示すように、照明光がR、G、Bのときには全波長透過する透明状態となり、B'のときにはG領域及びR領域の蛍光像を透過するように制御される。こうして回転フィルタ133の回転の一周期につき、通常観察のR、G、B画像及び蛍光観察のG、R画像の計5つの画像が撮像される。

【0070】この撮像信号は、信号処理部141に伝送され、順次画像信号化され、画像メモリ142に記憶される。

【0071】画像メモリ142に記憶された上記5つの画像のうち、通常観察のR、G、Bは画像統合部143にて重ね合わせられて通常観察画像となる。

【0072】また、画像メモリ142に記憶された上記5つの画像のうち、蛍光観察のG、R画像は、画像統合部143にて重ね合わせられて蛍光観察画像となる。

【0073】このようにして得られた通常観察画像と蛍光観察画像は、モニタ装置150上に並べて表示されるように画像統合部143にて処理され、モニタ装置150にて表示される。

【0074】なお、一般に生体から発せられる蛍光は微弱であるので、本実施の形態においては、蛍光励起用の照明が行われるタイミングで、高輝度ランプ131の光量を増加させるように制御している(図4参照)。

【0075】さらに、観察する患者や観察部位によって、被検体から発せられる蛍光の色調が異なることがある。そこで、本実施の形態においては、操作部111に設けられた入力手段122から信号処理部141に蛍光観察のR画像とG画像に対する各増幅率あるいはその比を入力して、両画像の色調を調節できるようにしてある。

【0076】この第2の実施の形態によれば、一つの固体撮像素子にて通常観察及び蛍光観察を行うことができるので、内視鏡を細径化することが可能である。また、同一視野の通常観察画像と蛍光観察画像とを同時にモニタ上に表示することができる。

【0077】なお、本実施の形態の説明において、固体撮像素子120は内視鏡本体110の先端部に設けるようにしたが、上述の変形例と同様に内視鏡の接眼部に装着するカメラに設けるようにしてもよい。このとき、上記の増幅率あるいは比の入力手段もまたカメラに設けるようにすると、操作上有利である。

【0078】以上述べた本発明に係る内視鏡用処置具は、次のように要約される。

(付記1) 被検体の内視鏡像を結像する結像光学系と、この結像光学系の出射側の光軸上における複数の位置にて選択的に光路を変換する光路変換手段と、前記選択的に変換される各光路に対応して、前記結像光学系の結像面にそれぞれ配置される複数の撮像素子と、を有することを特徴とする内視鏡装置。

(付記2) 前記光路変換手段は、前記光路の光軸の向きを一定方向に変換する方向変換部と、前記方向変換部の位置または向きを変化させる駆動手段と、を有することを特徴とする付記1記載の内視鏡装置。

(付記3) 前記複数の撮像素子は、内視鏡先端に設けられていることを特徴とする付記1記載の内視鏡装置。

(付記4) 前記複数の撮像素子の少なくとも一つは他の

撮像素子よりも高感度に撮像可能であることを特徴とする付記3記載の内視鏡装置。

(付記5) 前記内視鏡装置の内視鏡本体に接続されるカメラを有し、前記複数の撮像素子は前記カメラに設けられていることを特徴とする付記1記載の内視鏡装置。

(付記6) 前記カメラに設けられている複数の撮像素子の少なくとも一つ以上はイメージインテンシファイア付きの固体撮像素子であることを特徴とする付記5記載の内視鏡装置。

(付記7) 前記光路変換手段の光路の変換に応じて、前記光路変換手段にて変換された光路に対応する前記撮像素子を動作状態とする制御手段を有することを特徴とする付記1記載の内視鏡装置。

(付記8) 白色光及び紫外から青色波長の励起光を選択的に出射するとともに、前記励起光を選択したとき光量を増加する光源装置と、被検体の反射像または蛍光像を撮像する撮像手段と、この撮像手段の像入射側に設けられ、前記励起光よりも長波長領域に属する光及び前記白色光の全波長領域に属する光を選択的に透過するカラー液晶フィルタと、前記光源装置から前記励起光が出射されるタイミングと、前記カラー液晶フィルタが前記励起光よりも長波長領域に属する光を透過するタイミングとを同期制御するタイミングコントローラと、を有することを特徴とする内視鏡装置。

(付記9) 紫外から青色波長の光を出射し被検体を照明する光源装置と、被検体から発せられる自家蛍光のうち、複数の異なる波長帯域を撮像する撮像素子を有する内視鏡と、撮像された信号を画像信号化し、複数の波長帯域の画像信号を重畳処理して出力する画像信号処理部と、前記画像信号処理部から出力される画像信号を表示するモニタ装置と、を有する内視鏡装置において、前記内視鏡は、前記撮像素子が撮像する波長帯域によって前記画像信号処理部の信号の増幅率の比率を変化させるゲイン設定信号の入力手段を有することを特徴とする内視鏡装置。

(付記10) 前記撮像素子は前記内視鏡先端に設けられており、前記入力手段は、前記内視鏡の操作部に設けられていることを特徴とする付記9記載の内視鏡装置。

(付記11) 前記内視鏡の接眼部に装着されたカメラを有し、前記撮像素子は前記カメラに内蔵されており、前記入力手段は前記カメラに設けられていることを特徴とする付記9記載の内視鏡装置。

【0079】

【発明の効果】以上述べたように、本発明に係る内視鏡装置によれば、全く同一視野の通常観察像及び蛍光観察像をモニタ装置上に表示できるので、操作者に混乱を与えることなく精密な診断を行うことが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態に係る内視鏡装置の全体構成を示す構成図。

【図2】本発明の第1の実施の形態の変形例に係る内視鏡装置に用いる蛍光観察カメラの断面図。

【図3】本発明の第2の実施の形態に係る内視鏡装置の全体構成を示す構成図。

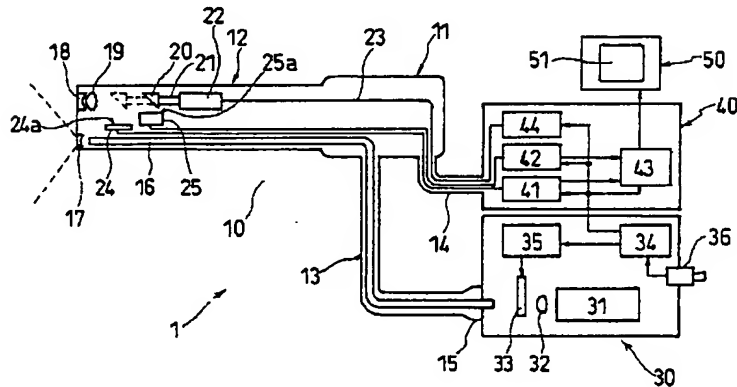
【図4】本発明の第2の実施の形態に係る内視鏡装置の各部の動作タイミングを示す説明図。

【符号の説明】

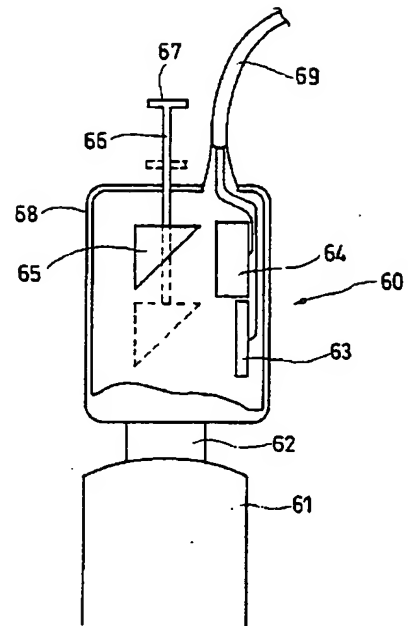
19 結像光学系  
20 プリズム  
21 支持台

22 リニアアクチュエータ  
24 固体撮像素子  
25 高感度撮像素子  
62 接眼部  
63 固体撮像素子  
64 高感度撮像素子  
65 プリズム  
66 位置調整用レバー  
67 ノブ

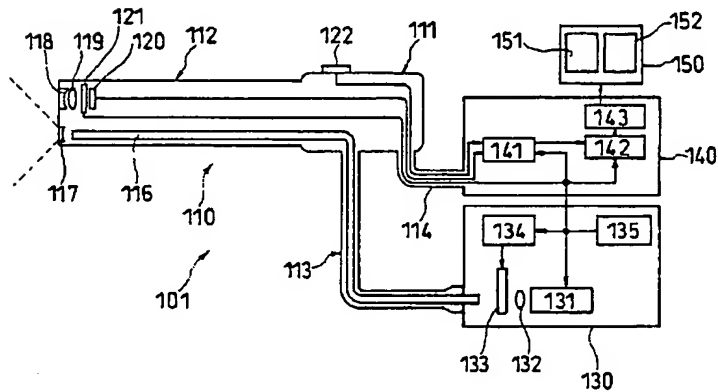
【図1】



【図2】



【図3】



【図4】



## フロントページの続き

(72)発明者 上杉 武文  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 上野 仁士  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 道口 信行  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 河内 昌宏  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 今泉 克一  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 古源 安一  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 平田 唯史  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 富岡 誠  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 竹端 栄  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内